

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-291718
 (43)Date of publication of application : 08.10.2002

(51)Int.Cl. A61B 5/055
 G01R 33/36
 G01R 33/389
 G01R 33/54

(21)Application number : 2001-105528

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
 TECHNOLOGY CO LLC

(22)Date of filing : 04.04.2001

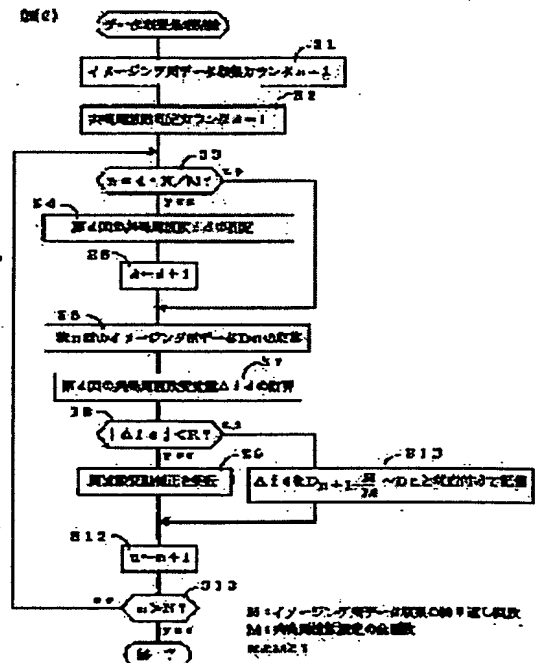
(72)Inventor : UETAKE NOZOMI

(54) CORRECTION METHOD FOR RESONANCE FREQUENCY FLUCTUATION AND MRI APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To deal with all of a frequency drift slow in time fluctuation, a frequency drift in a slice direction and a frequency drift speedy in time fluctuation.

SOLUTION: In this method, a resonance frequency fluctuation amount Δf_d is measured. In the case that the fluctuation amount Δf_d is less than a threshold value R, frequency fluctuation is corrected, and the fluctuation amount Δf_d is not stored. In the case of the fluctuation amount Δf_d is not less than the threshold value R, the fluctuation amount Δf_d is stored, and corrective calculation is performed on the basis of the fluctuation amount Δf_d afterward. Thereby, image quality can be improved.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 26.11.2004
 [Date of sending the examiner's decision of rejection]
 [Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
 [Date of final disposal for application]
 [Patent number]
 [Date of registration]
 [Number of appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-291718
(P2002-291718A)

(43)公開日 平成14年10月8日(2002.10.8)

(51)IntCl. ⁷	識別記号	F I	ターミナル(参考)
A 6 1 B	5/055	A 6 1 B	5/05
G 0 1 R	33/36		3 7 0
	33/389		3 3 2
	33/54		3 5 1
			3 7 4
			3 5 5

審査請求 未請求 請求項の数28 OL (全 17 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-105528(P2001-105528)

(22)出願日 平成13年4月4日(2001.4.4)

(71)出願人 300019238

シーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・
53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・プールバード・ダブリュー・710・
3000

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

最終頁に続く

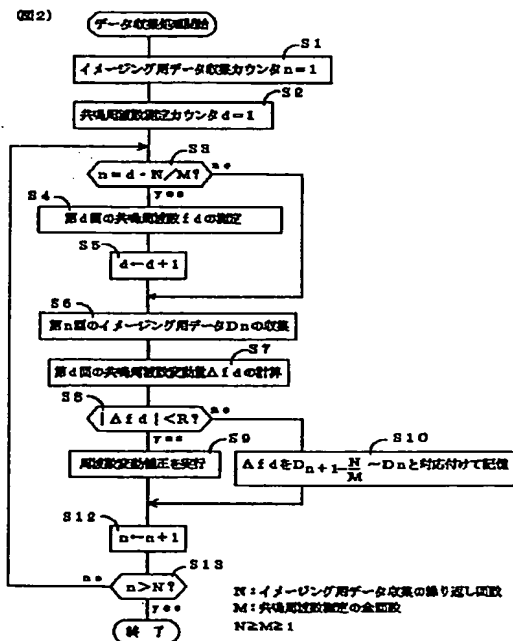
(54)【発明の名称】 共鳴周波数変動補正方法およびMRI装置

(57)【要約】

【課題】 時間変化の遅い周波数ドリフトおよびスライ
ス方向の周波数ドリフトおよび時間変化の速い周波数ド
リフトの全てに対応可能とする。

【解決手段】 共鳴周波数変動量 $\Delta f d$ を測定し、共鳴
周波数変動量 $\Delta f d$ が閾値Rより小さい場合は、周波数
変動補正を行い、共鳴周波数変動量 $\Delta f d$ は記憶しな
い。他方、共鳴周波数変動量 $\Delta f d$ が閾値Rより小さく
ない場合は、共鳴周波数変動量 $\Delta f d$ を記憶しておき、
それを基に後で補正演算を施す。

【効果】 画質を向上できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は周波数変動補正を行わずに該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項2】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項3】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は周波数変動補正を行わずに該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項4】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数

変動補正方法。

【請求項5】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項6】 位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項7】 請求項1から請求項6のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と一定の共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項8】 請求項1から請求項6のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と前回測定した共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項9】 請求項1から請求項4または請求項7、8のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、閾値を固定値とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項10】 請求項1から請求項4または請求項7、8のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数変動量の変化に応じて閾値を変更することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項11】 請求項1から請求項10のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、主磁場コイルの電流量を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項12】 請求項1から請求項10のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、送信周波数を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項13】 請求項1から請求項10のいずれかに記載の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、送信周波数および受信周波数を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項14】 請求項1から請求項10のいずれかに

記載の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、送信位相または受信位相を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法。

【請求項15】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項16】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項17】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動

量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項18】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項19】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にイメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項20】 RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手

段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にイメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項21】 請求項15から請求項20のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動量測定制御手段は、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と一定の共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とするMRI装置。

【請求項22】 請求項15から請求項20のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動量測定制御手段は、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と前回測定した共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とするMRI装置。

【請求項23】 請求項15から請求項18または請求項21、22のいずれかに記載のMRI装置において、閾値が固定値であることを特徴とするMRI装置。

【請求項24】 請求項15から請求項18または請求項21、22のいずれかに記載のMRI装置において、共鳴周波数変動量の変化に応じて閾値を変更する閾値変更手段を具備したことを特徴とするMRI装置。

【請求項25】 請求項15から請求項24のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、主磁場コイルの電流量を調節することを特徴とするMRI装置。

【請求項26】 請求項15から請求項24のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信周波数を調節することを特徴とするMRI装置。

【請求項27】 請求項15から請求項24のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信周波数および受信周波数を調節することを特徴とするMRI装置。

【請求項28】 請求項15から請求項24のいずれかに記載のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信位相または受信位相を調節することを特徴とするMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、共鳴周波数変動補正方法およびMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、更に詳しくは、磁場変動に起因する周波数ドリフトであって時間変化の遅い周波数ドリフトおよびスライス方向の周波数ドリフトおよび時間変化の速い周波数ドリフトの全てに対応可能な共鳴周波数変動補正方法およびMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】第1の従来技術として、特開平1-141656号公報には、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集する時に補正用データをも収集し、その収集した補正用データに基づいて静磁場コイルの電流量を調節する等して磁場変動に起因する周波数ドリフト (共鳴周波数変動) を補正する技術が開示されている。

【0003】第2の従来技術として、特許第2528864号公報には、複数点の静磁場強度を計測して記憶しておき、その静磁場強度によりイメージング用データに位相補正演算を施す技術が開示されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記第1の従来技術では、ある回のイメージング用パルスシーケンスの時に収集した補正用データに基づく補正は、処理時間的に当該回のイメージング用データに対しては間に合わず、次のイメージング用データ位から有効になるため、時間変化の遅い周波数ドリフトへの対応には問題がないが、時間変化の速い周波数ドリフトへの対応には問題がある。

【0005】上記第2の従来技術では、ある回のイメージング用パルスシーケンスの時に収集した補正用データに基づいて当該回に収集したイメージング用データを補正できるため、時間変化の速い周波数ドリフトにも対応できるが、データ収集後の処理であるため、スライス面内での補正のみ有効であり、スライス方向の周波数ドリフトには対応できない問題点がある。

【0006】そこで、本発明の目的は、時間変化の遅い周波数ドリフトおよびスライス方向の周波数ドリフトおよび時間変化の速い周波数ドリフトの全てに対応可能な共鳴周波数変動補正方法およびMRI装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は周波数変動補正を行わずに該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は、時間変化の速い周波数ドリフトではないから、当該回のイメージング用データに対して必ずしも補

正を行わなくても次のイメージング用データ位から補正が有効になれば足る。よって、周波数変動補正さえ行えば良く、共鳴周波数変動量または共鳴周波数を記憶しておく必要はない。他方、共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は、時間変化の速い周波数ドリフトであるから、当該回のイメージング用データに対しても補正を行う必要がある。よって、共鳴周波数変動量または共鳴周波数を記憶しておき、それを基に補正演算を施せばよい。上記第1の観点による共鳴周波数変動補正方法は、上記原理を実現したものであり、時間変化の遅い周波数ドリフトには周波数変動補正を行い、これによってスライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から補正演算を施すので、当該回のイメージング用データに補正することが可能となる。なお、後から補正演算を施す場合には、周波数変動補正を行わず、制御を単純化している。

【0008】第2の観点では、本発明は、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第2の観点による共鳴周波数変動補正方法は、先述の原理を実現したものであり、時間変化の遅い周波数ドリフトには周波数変動補正を行い、これによってスライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から補正演算を施すので、当該回のイメージング用データに補正することが可能となる。なお、後から補正演算を施す場合でも、周波数変動補正を行うので、スライス方向の周波数ドリフトに常に対応可能となる。

【0009】第3の観点では、本発明は、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は周波数変動補正を行わずに該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに

補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第3の観点による共鳴周波数変動補正方法は、先述の原理を実現したものであり、時間変化の遅い周波数ドリフトには周波数変動補正を行い、これによってスライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から補正演算を施すので、当該回のイメージング用データに補正することが可能となる。なお、後から補正演算を施す場合には、周波数変動補正を行わず、制御を単純化している。また、イメージング用パルスシーケンスの複数回に1回だけ共鳴周波数変動量を測定するので、全体のスキャン時間を短縮可能となる。

【0010】第4の観点では、本発明は、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、ある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第4の観点による共鳴周波数変動補正方法は、先述の原理を実現したものであり、時間変化の遅い周波数ドリフトには周波数変動補正を行い、これによってスライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から補正演算を施すので、当該回のイメージング用データに補正することが可能となる。なお、後から補正演算を施す場合でも、周波数変動補正を行うので、スライス方向の周波数ドリフトに常に対応可能となる。また、イメージング用パルスシーケンスの複数回に1回だけ共鳴周波数変動量を測定するので、全体のスキャン時間を短縮可能となる。

【0011】第5の観点では、本発明は、位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第5の観点による共鳴周波数変動補正方法は、先述の原理を実現したものであり、周波数変動補正を行うと共に後から補正演算をも施すので、時間変化の遅い周波数ドリフトにも時間変化の速い周波数ドリフトにも対応可能となる。

【0012】第6の観点では、本発明は、位相エンコー

ド量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定し、周波数変動補正を行い、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておき、k空間を埋める各イメージング用データを収集後に、イメージング用データに補正演算を施すことを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第6の観点による共鳴周波数変動補正方法は、先述の原理を実現したものであり、周波数変動補正を行うと共に後から補正演算をも施すので、時間変化の遅い周波数ドリフトにも時間変化の速い周波数ドリフトにも対応可能となる。

【0013】第7の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と一定の共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第7の観点による共鳴周波数変動補正方法では、測定した共鳴周波数と一定の共鳴周波数の差を共鳴周波数変動量とするので、共鳴周波数変動量から共鳴周波数を容易に求められる。

【0014】第8の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と前回測定した共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第8の観点による共鳴周波数変動補正方法では、測定した共鳴周波数と前回測定した共鳴周波数の差を共鳴周波数変動量とするので、変化の大きさを把握しやすくなる。

【0015】第9の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、閾値を固定値とすることを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第9の観点による共鳴周波数変動補正方法では、閾値を固定値とするので、処理が簡単になる。

【0016】第10の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、共鳴周波数変動量の変化に応じて閾値を変更することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第10の観点による共鳴周波数変動補正方法では、共鳴周波数変動量の変化に応じて閾値を変更するので、閾値を動的に最適化できる。

【0017】第11の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、主磁場コイルの電流量を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第11の観点による共鳴周波数変動補正方法では、主磁場コイルの電流量を調節することにより周波数ドリフトを補正して画質を向上することが出来る。

【0018】第12の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正

として、送信周波数を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第12の観点による共鳴周波数変動補正方法では、送信周波数を調節することにより周波数ドリフトを補正して画質を向上することが出来る。

【0019】第13の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、送信周波数および受信周波数を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第13の観点による共鳴周波数変動補正方法では、送信周波数および受信周波数を調節することにより磁場ドリフトを補正して画質を向上することが出来る。

【0020】第14の観点では、本発明は、上記構成の共鳴周波数変動補正方法において、前記周波数変動補正として、送信位相または受信位相を調節することを特徴とする共鳴周波数変動補正方法を提供する。上記第14の観点による共鳴周波数変動補正方法では、送信位相または受信位相を調節することにより磁場ドリフトを補正して画質を向上することが出来る。

【0021】第15の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、k空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第15の観点によるMRI装置では、上記第1の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0022】第16の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返してk空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さく

ない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第16の観点によるMRI装置では、上記第2の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0023】第17の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合は周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さい場合ない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイメージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第17の観点によるMRI装置では、上記第3の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0024】第18の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量が閾値より小さくない場合は該共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にある位相エンコード量のイメージング用データに対応して共鳴周波数変動量または共鳴周波数が記憶されている場合は該イメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算不要のイ

メージング用データおよび補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第18の観点によるMRI装置では、上記第4の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0025】第19の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に毎回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を当該回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にイメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第19の観点によるMRI装置では、上記第5の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0026】第20の観点では、本発明は、RFパルス送信手段と、勾配パルス印加手段と、NMR信号受信手段と、それら各手段を制御して位相エンコード量の異なるイメージング用パルスシーケンスを複数回繰り返して k 空間を埋めるイメージング用データを収集するイメージング用データ収集制御手段と、イメージング用データ収集する時に複数回に1回共鳴周波数変動量をも測定する周波数変動量測定制御手段と、周波数変動補正を行う周波数変動補正手段と、前記共鳴周波数変動量または共鳴周波数を複数回のイメージング用データと対応させて記憶しておく周波数変動記憶手段と、 k 空間を埋める各イメージング用データを収集後にイメージング用データに補正演算を施す補正演算手段と、補正演算後のイメージング用データから画像を再構成する再構成演算手段とを具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第20の観点によるMRI装置では、上記第6の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0027】第21の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動量測定制御手段は、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と一定の共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすることを特徴とするMRI装置を提供する。上記第21の観点によるMRI装置では、上記第7の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0028】第22の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動量測定制御手段は、共鳴周波数を測定し、その共鳴周波数と前回測定した共鳴周波数の差を、前記共鳴周波数変動量とすること

を特徴とするMRI装置を提供する。上記第22の観点によるMRI装置では、上記第8の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0029】第23の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、閾値が固定値であることを特徴とするMRI装置を提供する。上記第23の観点によるMRI装置では、上記第9の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0030】第24の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、共鳴周波数変動量の変化に応じて閾値を変更する閾値変更手段を具備したことを特徴とするMRI装置を提供する。上記第24の観点によるMRI装置では、上記第10の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0031】第25の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、主磁場コイルの電流量を調節することを特徴とするMRI装置を提供する。上記第25の観点によるMRI装置では、上記第11の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0032】第26の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信周波数を調節することを特徴とするMRI装置を提供する。上記第26の観点によるMRI装置では、上記第12の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0033】第27の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信周波数および受信周波数を調節することを特徴とするMRI装置を提供する。上記第27の観点によるMRI装置では、上記第13の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0034】第28の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、前記周波数変動補正手段は、送信位相または受信位相を調節することを特徴とするMRI装置を提供する。上記第28の観点によるMRI装置では、上記第14の観点による共鳴周波数変動補正方法を好適に実施できる。

【0035】

【発明の実施の形態】以下、図に示す本発明の実施の形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0036】—第1の実施形態—

図1は、本発明の第1の実施形態にかかるMRI装置100を示す構成図である。このMRI装置100において、マグネットアセンブリ1は、内部に被検体を挿入するための空間部分（ボア）を有し、この空間部分を取りまくようにして、被検体に一定の主磁場を印加する主磁場コイル1pと、スライス軸、リード軸、位相軸の勾配磁場を発生するための勾配磁場コイル1gと、被検体内

の原子核のスピンを励起するためのRFパルスを与える送信コイル1tと、被検体からのNMR信号を検出する受信コイル1rとが配置されている。前記主磁場コイル1p、勾配磁場コイル1g、送信コイル1tおよび受信コイル1rは、それぞれ主磁場電源2、勾配磁場駆動回路3、RF電力増幅器4および前置増幅器5に接続されている。なお、主磁場コイル1pの代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【0037】シーケンス記憶回路6は、計算機7からの指令に従い、記憶しているパルスシーケンスに基づいて勾配磁場駆動回路3を操作し、前記マグネットアセンブリ1の勾配磁場コイル1gから勾配磁場を発生させると共に、ゲート変調回路8を操作し、RF発振回路9の搬送波出力信号を所定タイミング・所定包絡線形状のパルス状信号に変調し、それをRFパルスとしてRF電力増幅器4に加え、RF電力増幅器4でパワー増幅した後、前記マグネットアセンブリ1の送信コイル1tに印加し、所望のスライス領域を選択励起する。前置増幅器5は、マグネットアセンブリ1の受信コイル1rで検出された被検体からのNMR信号を増幅し、位相検波器10に入力する。位相検波器10は、RF発振回路9の搬送波出力信号を参照信号とし、前置増幅器5からのNMR信号を位相検波して、AD変換器11に与える。AD変換器11は、位相検波後のアナログ信号をデジタル信号に変換して、計算機7に入力する。計算機7は、AD変換器11からデータを読み込み、画像再構成演算を行い、所望のスライス領域のイメージを生成する。このイメージは、表示装置13にて表示される。また、計算機7は、操作コンソール12から入力された情報を受け取るなどの全体的な制御を受け持つ。

【0038】図2は、上記MRI装置100によるデータ収集処理を示すフロー図である。なお、イメージング用パルスシーケンスの繰り返し回数をNとし、共鳴周波数測定の実回数をMとし、 $N \geq M \geq 1$ とする。ステップS1では、イメージング用データ収集カウンタnを“1”に初期化する。ステップS2では、共鳴周波数測定カウンタdを“1”に初期化する。

【0039】ステップS3では、 $n = d \cdot N / M$ が成立すればステップS4へ進み、成立しなければステップS6へ進む。ステップS4では、共鳴周波数測定用パルスシーケンスにより第d回の共鳴周波数fdを測定する。ステップS5では、共鳴周波数測定カウンタdを“1”だけインクリメントする。そして、ステップS6へ進む。

【0040】ステップS6では、イメージング用パルスシーケンスにより第n回のイメージング用データDnを収集する。

【0041】図3に、 $N = 256$ 、 $M = 256$ とした場合の共鳴周波数測定用パルスシーケンスMdとイメージング用パルスシーケンスImを例示する。このパルスシ

ーケンスでは、イメージング用パルスシーケンス I_m として、グラジエントエコー法のパルスシーケンスを用いている。また、共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d として、前記イメージング用パルスシーケンス I_m 中のグラジエントエコー (echo1, echo2) を収束させるためのリード勾配部分 (rdとrrの前半分) および位相勾配 (peとpr) を省略したパルスシーケンスを用いている。共鳴周波数 f_d は、FID信号から収集したデータより求める。各軸について勾配積分量をそれぞれ等しくするため、前記イメージング用パルスシーケンス I_m での勾配磁場 (rd, rr) の積分量と前記共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d での勾配磁場 (rh) の積分量とを等しくする。また、前記イメージング用パルスシーケンス I_m での勾配磁場 (pe, pr) の積分量は“0”になるため、前記共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d では位相軸に勾配磁場を加えていない。

【0042】図2に戻り、ステップS7では、第 d 回の共鳴周波数変動量 Δf_d を計算する。共鳴周波数変動量 Δf_d は、例えば次のいずれかの計算式を用いて求めることが出来る。

(1) 基準共鳴周波数 f_o との周波数差

$$\Delta f_d = f_d - f_o$$

(2) 前回測定した共鳴周波数 f_{d-1} との周波数差

$$\Delta f_d = f_d - f_{d-1}$$

【0043】ステップS8では、共鳴周波数変動量 Δf_d の絶対値 $|\Delta f_d|$ が閾値 R より小さい場合はステップS9へ進み、小さくない場合はステップS10へ進む。ここで、閾値 R は、経験的に求めた適当な値を予め設定しておく。

【0044】ステップS9では、周波数変動補正を実行する。周波数変動補正は、例えば次のいずれかの処理を用いて行うことが出来る。

(a) 共鳴周波数変動量 Δf_d に基づいて、主磁場コイル $1p$ の電流量を調節する。

(b) 共鳴周波数変動量 Δf_d に基づいて、RF発振回路9での送信周波数を調節する。

(c) 共鳴周波数変動量 Δf_d に基づいて、RF発振回路9での送信周波数および受信周波数を調節する。

(d) 共鳴周波数変動量 Δf_d に基づいて、ゲート変調回路8での送信位相または位相検波器10での受信位相を調節する。

そして、ステップS12へ進む。

【0045】ステップS10では、共鳴周波数変動量 Δf_d を第 $(n+1-N/M)$ 回～第 n 回のイメージング用データ $D_{n+1-N/M} \sim D_n$ に対応付けて記憶する。そして、ステップS12へ進む。

【0046】ステップS12では、イメージング用データ収集カウンタ n を“1”だけインクリメントする。ステップS13では、 $n > N$ が成立すれば処理を終了し、成立しなければ前記ステップS3に戻る。

【0047】図4に、共鳴周波数変動量 $\Delta f_d = f_d - f_o$ 、 $N=M$ とした場合の数値例を示す。閾値 $R=5$ とすると、 $n=1 \sim 6$ では、 $|\Delta f_d| < R$ なので、周波数変動補正が実行される。 $n=7 \sim 13$ では、 $|\Delta f_d| \geq R$ なので、周波数変動補正が実行されず、太枠で図示している共鳴周波数変動量 Δf_d が第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶される。

【0048】図5は、上記MRI装置100による画像生成処理を示すフロー図である。ステップG1では、イメージング用データカウンタ n を“1”に初期化する。

【0049】ステップG2では、イメージング用データ D_n に対応付けて共鳴周波数変動量 Δf_d が記憶されているならステップG3へ進み、記憶されていないならステップG4へ進む。ステップG3では、共鳴周波数変動量 Δf_d に基づいてイメージング用データ D_n に位相補正演算を施す。

【0050】ステップG4では、イメージング用データカウンタ n を“1”だけインクリメントする。ステップG5では、 $n > N$ が成立すればステップG6へ進み、成立しなければ前記ステップG2に戻る。

【0051】ステップG6では、イメージング用データ $D_1 \sim D_N$ より画像を再構成する。そして、処理を終了する。

【0052】上記第1の実施形態に係るMRI装置100によれば、時間変化の遅い周波数ドリフトには周波数変動補正を実行し、以後の共鳴周波数変動に対応できる。また、スライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から位相補正演算を施すので、その周波数ドリフトの開始時のイメージング用データをも補正可能となる。

【0053】—第2の実施形態—

図6は、第2の実施形態に係るMRI装置によるデータ収集処理を示すフロー図である。ステップS1～S7は、第1の実施形態に係るデータ収集処理と同じである。ステップS8'では、共鳴周波数変動量 Δf_d の絶対値 $|\Delta f_d|$ が閾値 R より小さい場合はステップS11へ進み、小さくない場合はステップS10へ進む。ステップS10は、第1の実施形態に係るデータ収集処理と同じである。ステップS11は、第1の実施形態に係るデータ収集処理のステップS9と同じである。ステップS12～S13は、第1の実施形態に係るデータ収集処理と同じである。

【0054】上記第2の実施形態に係るMRI装置によれば、周波数ドリフトに対する周波数変動補正を常に実行するため、以後の共鳴周波数変動に対応できる。また、スライス方向の周波数ドリフトにも対応可能となる。他方、時間変化の速い周波数ドリフトには、後から位相補正演算を施すので、その周波数ドリフトの開始時のイメージング用データをも補正可能となる。

【0055】—第3の実施形態—

図7に、 $N=256$ 、 $M=128$ とした場合のイメージング用パルスシーケンス I_m と共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d とを例示する。このパルスシーケンスでは、イメージング用パルスシーケンス I_m として、高速スピネコー法のパルスシーケンスを用いている。また、共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d として、前記イメージング用パルスシーケンス I_m 中の 90° RFパルス R と 180° RFパルス P の間および 180° RFパルス P と 180° RFパルス P の間のデフェーズ・リード勾配部分 (rd と rr の後半分) およびそれに対応した 180° RFパルス P の後のリード勾配部分 (rr の前半分) および位相勾配 (pe) を省略したパルスシーケンスを用いている。共鳴周波数 f_d は、最初の $spin_echo$ 信号から求める。 $n=2, 4, 6, \dots$ の後に、つまり、イメージング用パルスシーケンス I_m の2回毎に共鳴周波数測定用パルスシーケンスが1回挿入される。各軸について勾配積分量をそれぞれ等しくするため、前記イメージング用パルスシーケンス I_m での勾配磁場 (rd, rr) の積分量と前記共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d での勾配磁場 (rh) の積分量とを等しくする。また、前記イメージング用パルスシーケンス I_m での勾配磁場 (pe, pr) の積分量は“0”になるため、前記共鳴周波数測定用パルスシーケンス M_d では位相軸に勾配磁場を加えていない。なお、図7のパルスシーケンスのスライス軸にスライスエンコードを加えれば、3Dのパルスシーケンスになる。

【0056】上記第3の実施形態に係るMRI装置によれば、第1の実施形態または第2の実施形態と同じ効果が得られる。また、イメージング用パルスシーケンス I_m の2回に1回だけ共鳴周波数変動量 Δf_d を測定するので、全体のスキャン時間を短縮可能となる。

【0057】—第4の実施形態—

第4の実施形態では、図2のフロー図でステップS8を省略し、ステップS9の後にステップS10を入れる。つまり、ステップS7からステップS9へ進み、ステップS9からステップS10へ進み、ステップS10からステップS12へ進む。あるいは、図6のフロー図でステップS8'を省略し、ステップS7の後にステップS10を入れる。つまり、ステップS7からステップS10へ進み、ステップS10からステップS11へ進む。また、図5のフロー図でステップG2を省略する。つまり、全ての n についてステップG3を実行する。

【0058】上記第4の実施形態に係るMRI装置によれば、周波数変動補正を行う（ステップS9またはステップS11）と共に後から補正演算をも施す（ステップG3）ので、時間変化の遅い周波数ドリフトにも時間変化の速い周波数ドリフトにも対応可能となる。

【0059】—第5の実施形態—

第5の実施形態では、図2または図6のデータ収集処理におけるステップS8を、図8に示す閾値変更処理S

8"に置換する。図8のステップH1では、共鳴周波数変動量 Δf_d の予測値 $\Delta f_d'$ を従来公知の予測方法により算出する。例えば、次式によって算出可能である。

$$\Delta f_d' = \Delta f_{d-1} + (\Delta f_{d-1} - \Delta f_{d-3}) / 2$$

【0060】ステップH2では、共鳴周波数変動量 Δf_d の絶対値 $|\Delta f_d|$ が閾値 R より小さい場合はステップH3へ進み、小さくない場合はステップH5へ進む。

【0061】ステップH3では、共鳴周波数変動量 Δf_d と予測値 $\Delta f_d'$ の差の絶対値 $|\Delta f_d - \Delta f_d'|$ が判定値 ϵ より大きい場合はステップH4へ進み、大きくない場合は図2のステップS9または図6のステップS11へ進む。ここで、判定値 ϵ は、経験的に求めた適当な値を予め設定しておく。

【0062】ステップH4では、予測値 $\Delta f_d'$ の絶対値 $|\Delta f_d'|$ を新たな閾値 R とする。そして、図2または図6のステップS10へ進む。

【0063】ステップH5では、共鳴周波数変動量 Δf_d と予測値 $\Delta f_d'$ の差の絶対値 $|\Delta f_d - \Delta f_d'|$ が判定値 ϵ より大きい場合は図2または図6のステップS10へ進み、大きくない場合はステップH6へ進む。

【0064】ステップH6では、予測値 $\Delta f_d'$ の絶対値 $|\Delta f_d'|$ を新たな閾値 R とする。そして、図2のステップS9または図6のステップS11へ進む。

【0065】図9は、 $\Delta f_d = f_d - f_o$ 、 $N=M$ 、 $\Delta f_d' = \Delta f_{d-1} + (\Delta f_{d-1} - \Delta f_{d-3}) / 2$ 、 $\epsilon = 3$ 、 R の初期値=10とした場合の数値例を示す。閾値 R は動的に変更され、太枠で図示している $n=7 \sim 9$ の共鳴周波数変動量 Δf_d が第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶される。

【0066】上記第5の実施形態に係るMRI装置によれば、共鳴周波数変動量 Δf_d の変化に応じて閾値 R を変更するので、閾値 R を動的に最適化できる。

【0067】—第6の実施形態—

第6の実施形態では、共鳴周波数変動量 Δf_d を今回の共鳴周波数 f_d と前回の共鳴周波数 f_{d-1} の差で求める。図10は、 $\Delta f_d = f_d - f_{d-1}$ 、 $N=M$ 、 $R=5$ とした場合の数値例を示す。太枠で図示している $n=7 \sim 9$ の共鳴周波数 f_d と基準共鳴周波数 f_o の差 $f_d - f_o$ が第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶される。これは、 $n=7 \sim 9$ の共鳴周波数 f_d を第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶するので等価である。

【0068】上記第6の実施形態に係るMRI装置によれば、共鳴周波数変動量 Δf_d から変化の大きさを認識しやすくなる。

【0069】—第7の実施形態—

第7の実施形態では、共鳴周波数変動量 Δf_d を今回の共鳴周波数 f_d と前回の共鳴周波数 f_{d-1} の差で求める。また、閾値 R を動的に変更する。図11は、 $\Delta f_d = f_d - f_{d-1}$ 、 $N=M$ 、 $\Delta f_d' = \Delta f_{d-1} + (\Delta f_{d-1} - \Delta f_{d-3}) / 2$ 、 $\epsilon = 3$ 、 R の初期値=10とした場合の数値例を示す。閾値 R は動的に変更され、太枠で図示している $n=7 \sim 9$ の共鳴周波数 f_d と基準共鳴周波数 f_o の差 $f_d - f_o$ が第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶される。これは、 $n=7 \sim 9$ の共鳴周波数 f_d を第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶するので等価である。

$d-1-\Delta f_{d-3})/2$ 、 $\epsilon=3$ 、 R の初期値=10とした場合の数値例を示す。閾値 R は動的に変更され、太枠で図示している $n=7\sim 12$ の共鳴周波数 f_d と基準共鳴周波数 f_o の差 f_d-f_o が第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶される。これは、 $n=7\sim 12$ の共鳴周波数 f_d を第 n 回のイメージング用データ D_n に対応付けて記憶するのと等価である。

【0070】上記第7の実施形態に係るMRI装置によれば、共鳴周波数変動量 Δf_d の変化に応じて閾値 R を変更するので、閾値 R を動的に最適化できる。また、共鳴周波数変動量 Δf_d から変化の大きさを認識しやすくなる。

【0071】

【発明の効果】本発明の共鳴周波数変動補正方法およびMRI装置によれば、時間変化の遅い周波数ドリフトおよびスライス方向の周波数ドリフトおよび時間変化の速い周波数ドリフトの全てに対応可能となり、画質を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態に係るMRI装置を示す構成図である。

【図2】第1の実施形態に係るデータ収集処理を示すフロー図である。

【図3】共鳴周波数測定用パルスシーケンスおよびイメージング用パルスシーケンスの第1例である。

【図4】第1の実施形態に係る数値例である。

【図5】第1の実施形態に係る画像再構成処理のフロー図である。

【図6】第2の実施形態に係るデータ収集処理を示すフ

ロー図である。

【図7】共鳴周波数測定用パルスシーケンスおよびイメージング用パルスシーケンスの第2例である。

【図8】第4の実施形態に係る閾値変更処理を示すフロー図である。

【図9】第4の実施形態に係る数値例である。

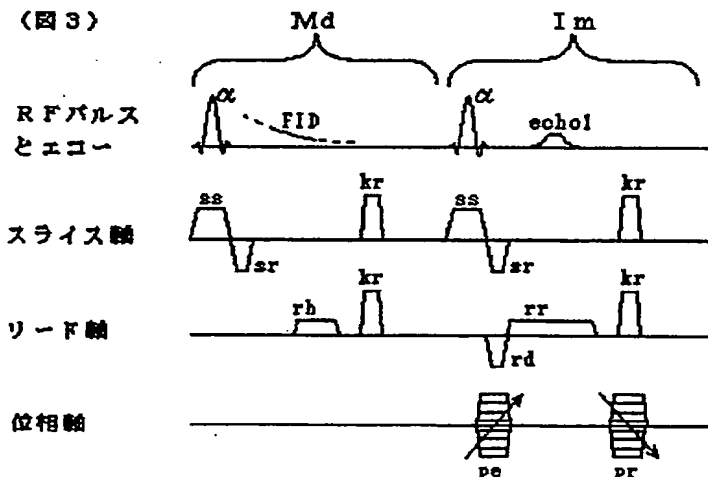
【図10】第5の実施形態に係る数値例である。

【図11】第6の実施形態に係る数値例である。

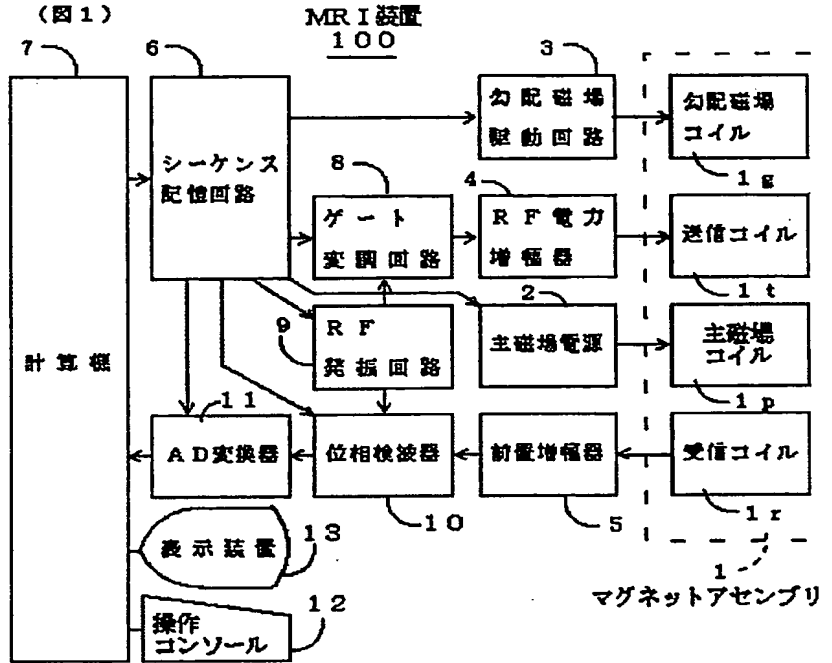
【符号の説明】

1	マグネットアセンブリ
1g	勾配磁場コイル
1p	主磁場コイル
1r	受信コイル
1t	送信コイル
2	主磁場電源
3	勾配磁場駆動回路
4	電力増幅器
5	前置増幅器
6	シーケンス記憶回路
7	計算機
8	ゲート変調回路
9	RF発振回路
10	位相検波器
11	AD変換器
12	操作コンソール
13	表示装置
100	MRI装置
Im	イメージング用パルスシーケンス
Md	共鳴周波数測定用パルスシーケンス

【図3】



【图 1】



【図 4】

(4) $\Delta f_d = f_d - f_o$ $N=M$
 $R=5$

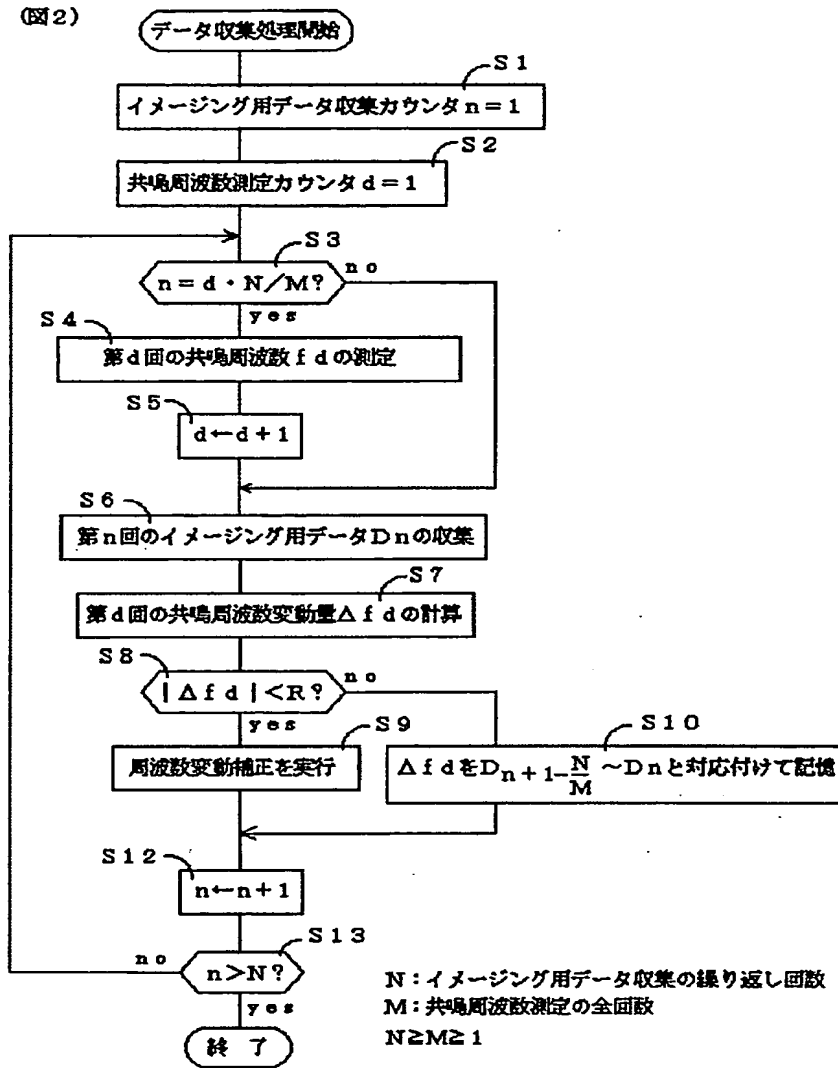
n (=d)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
$\Delta f d$	0	1	2	2	3	4	9	20	9	7	7	6	5

【图 9】

(例9) $\Delta f_d = f_d - f_0 \quad N=M$ $\Delta f_{d'} = \Delta f_{d-1} + \frac{\Delta f_{d-1} - \Delta f_{d-3}}{2}$
 $\varepsilon=3$ R の初期値=10

n (=d)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
$\Delta f d$	0	1	2	2	3	4	9	20	9	7	7	6	5
$\Delta f d'$		0	2	3	3	4	5	12	23	9	1	6	6
$ \Delta f d - \Delta f d' $		1	0	1	0	0	4	8	17	2	6	0	1
R	10	10	10	10	10	10	5	5	5	9	9	9	9

【図2】



【図10】

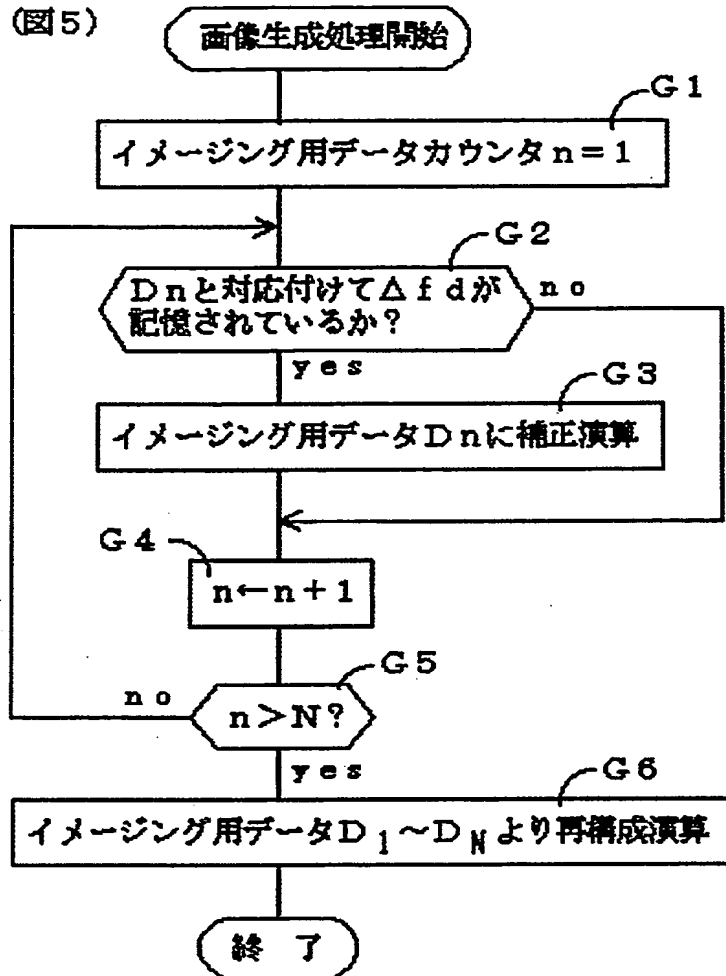
(図10)

$$\Delta f_d = f_d - f_{d-1} \quad N=M$$

$$R=5$$

n (=d)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
$f_d - f_0$	0	1	2	2	3	4	9	20	9	7	7	6	5
Δf_d	0	1	1	0	1	1	5	11	-11	-2	0	-1	-1

【図5】



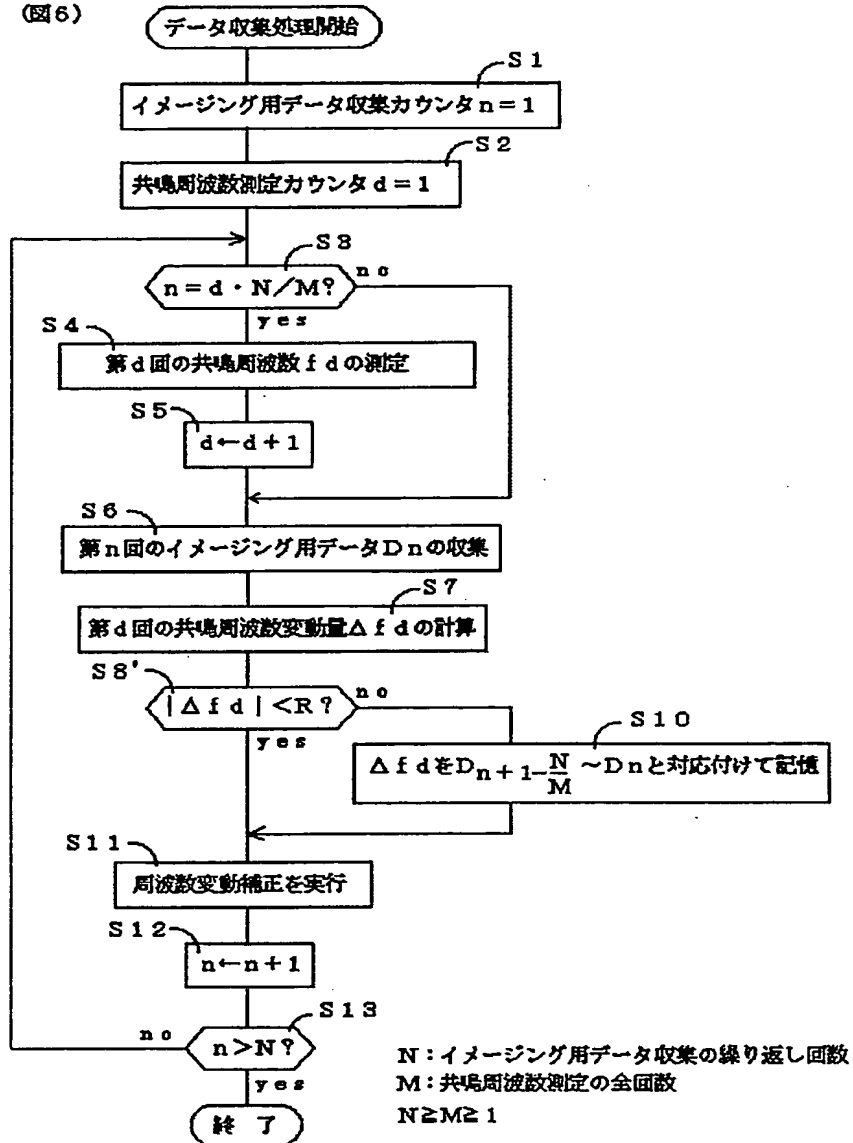
【図11】

(図11) $\Delta f_d = f_d - f_{d-1}$ $N = M$ $\Delta f_d' = \Delta f_{d-1} + \frac{\Delta f_{d-1} - \Delta f_{d-3}}{2}$
 $e = 3$ R の初期値 = 10

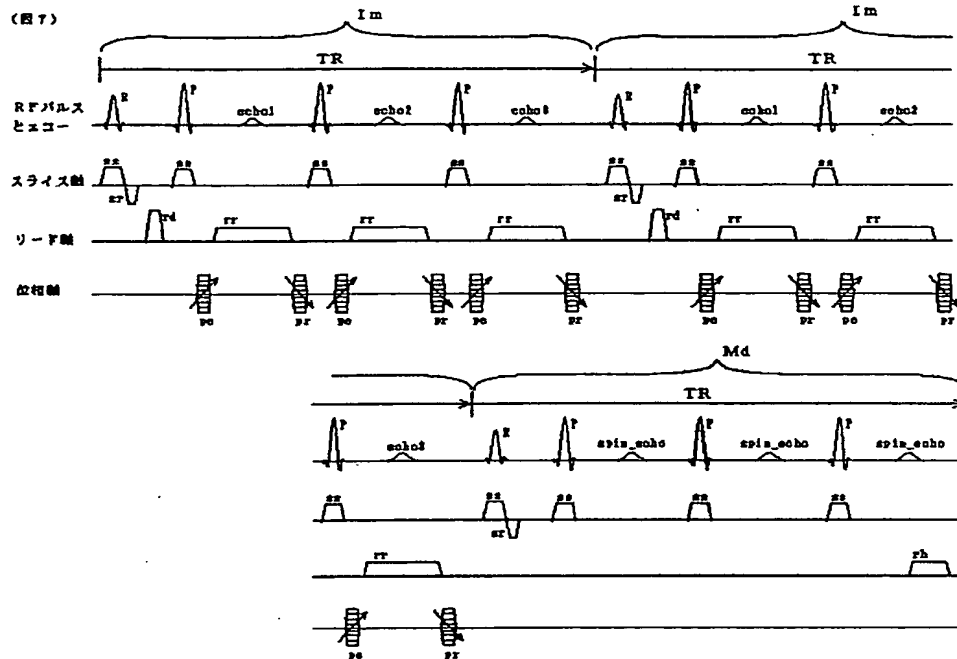
n (=d)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
$f_d - f_0$	0	1	2	2	3	4	9	20	9	7	7	6	5
Δf_d	0	1	1	0	1	1	5	11	-11	-2	0	-1	-1
$\Delta f_d'$		0	1	1	0	1	1	7	16	-19	-8	5	-1
$ \Delta f_d - \Delta f_d' $			1	0	1	1	0	4	4	27	17	6	0
R	10	10	10	10	10	10	1	1	1	1	1	1	1

【図6】

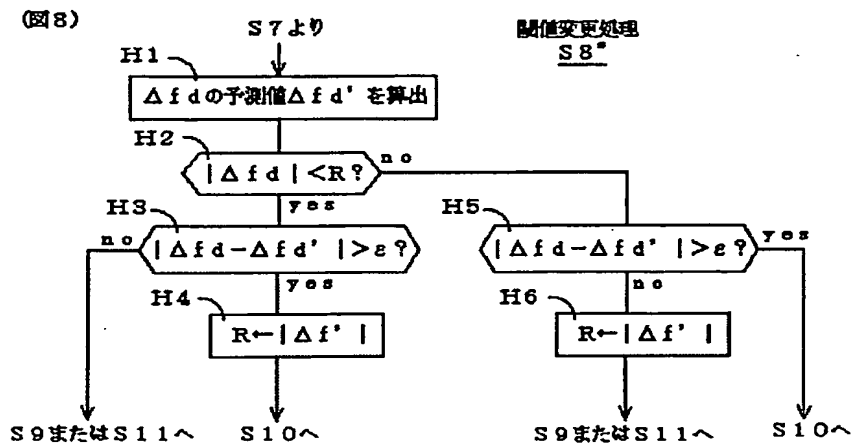
(図6)



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷

識別記号

F I

G 0 1 N 24/06

24/04

24/02

テーマコード (参考)

5 3 0 Y

5 3 0 Y

5 3 0 Y

(72)発明者 植竹 望

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

Fターム(参考) 4C096 AB05 AB32 AD02 AD08 AD10
AD12 AD24 CA29 DA04

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☒ FADED TEXT OR DRAWING

☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.